






Dialysis device with controlled composition of dialysis solution.

Patent number: EP0097366
Publication date: 1984-01-04
Inventor: POLASCHEGG HANS-DIETER DR; HUSAR DIETER DR
Applicant: FRESSENIUS AG (DE)
Classification:
 - international: A61M1/03; B01D13/00
 - european: B01D13/00B, A61M1/16
Application number: EP19830106063 19830621
Priority number(s): DE19823223051 19820621; DE19830017394U 19830615

Also published as:

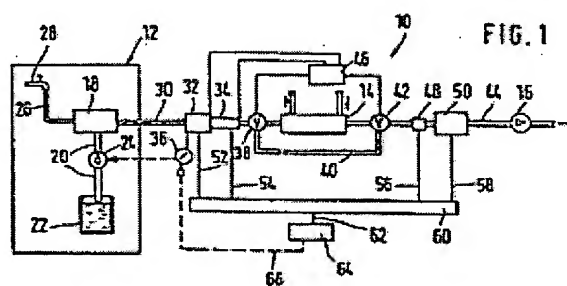
 EP0097366 (A)

Cited documents:

 EP0029793
 DE2644584
 DE2745572
 DE2419516
 DE2838414
 more >>

Abstract of EP0097366

1. Apparatus for purification of blood, comprising a dialyzer (14) being divided by a membrane into a blood path and a dialysis liquid path, comprising further a unit (12) for producing the dialysis liquid wherein a mixing unit (18) is combined with at least one concentrate container (22), at least one concentrate pump (24) connected thereto and a fresh-water source (28), further comprising pumps (16, 96, 108) for conveying the blood and the dialysis liquid, comprising an ultrafiltration unit, an identical sensor (32, 50) each upstream and downstream of the dialyzer (14), respectively, as well as an evaluation unit (60) and a display unit for the signals of the sensors (32, 50), characterized in that the sensors (32, 50) are arranged within the dialysis liquid path and are sensors for determining at least the sodium ion content of the dialysis liquid, and that a unit (64) for forming a difference value of the signals obtained upstream, and downstream of the dialyzer (14) respectively in the dialysis liquid path is connected to the evaluation unit (60).



Data supplied from the **esp@cenet** database - Worldwide

Dialysis device with controlled composition of dialysis solution.

Description of EP0097366

Dialysevorrichtung mit geregelter Zusammensetzung der Dialysierlösung Die Erfindung betrifft eine Dialysevorrichtung gemäss dem Oberbegriff des Anspruchs 1.

Dialysevorrichtungen der eingangs erwähnten Art sind bekannt.

Sie weisen als Detektor, der stromauf des Dialysators angeordnet ist, üblicherweise eine Leitfähigkeitsmesszelle auf, mit der der temperaturkompensierte Leitfähigkeitswert der Dialysierlösung gemessen werden kann. Dieser Leitfähigkeitswert gibt die exakte Elektrolytzusammensetzung der Dialysierlösung wieder, so dass durch eine Änderung dieses Werts auf eine Änderung des Elektrolytgehalts der Dialysierlösung geschlossen werden kann.

Der Detektor selbst dient sowohl zur Einstellung des Elektrolytgehalts der Dialysierlösung als auch zur Abschaltung der gesamten Vorrichtung, sofern ein für den Patienten kritischer Zustand hierdurch erzeugt werden könnte.

Zur Regelung der Elektrolytzusammensetzung der Dialysierlösung steuert die als Detektor eingesetzte Leitfähigkeitsmesszelle eine Pumpe, die das Konzentrat aus einem Konzentratvorratsbehälter in die Mischeinrichtung pumpt.

Die Mischeinrichtung ist andererseits mit einem Leitungswasseranschluss versehen, über den gesteuert Leitungswasser zugeführt wird. In der Mischeinrichtung selbst erfolgt die gesteuerte Vermischung und Erwärmung von Leitungswasser und Konzentrat, wobei am Ausgang dieser Einrichtung die gewünschte Zusammensetzung der Dialysierlösung erhalten wird.

Diese Dialysierlösung wird durch den Dialysator geleitet, in dem die Reinigung des Blutes von harnträchtigen Substanzen und der Entzug von Flüssigkeit erfolgen.

Infolge der hohen Austauschleistung (Clearance) der heute eingesetzten Dialysatoren werden harnträchtige Substanzen sehr rasch aus dem Blut entfernt, und es wird dadurch die Dialysezeit verringert. So kann bei hocheffektiven Dialysatoren die Behandlungszeit auf 3 x 2 Stunden wöchentlich verkürzt werden, innerhalb der nicht nur die harnträchtigen Substanzen, beispielsweise Harnstoff, sondern auch der Flüssigkeitsüberschuss entfernt werden.

Die Entfernung des Flüssigkeitsüberschusses erfordert eine sehr präzise Steuerung der Flüssigkeitsbilanzierung, weshalb dieses Verfahren auch nur mit flüssigkeitsbilanzierenden Vorrichtungen durchgeführt werden kann. Trotz dieser präzisen Bilanzierung kommt es immer noch zu dialysetypischen Unannehmlichkeiten bei den Patienten, so zu Kopfweh, Brechen und Muskelkrämpfen, was als "Disäquilibriumssyndrom" bezeichnet wird. Der Grund hierfür liegt vermutlich im zu raschen Entzug von Natriumionen aus dem Blut, der aufgrund der Konzentrationsdifferenz vom Natrium im Blut (extracorporaler Kreislauf) und in der Dialysierflüssigkeit erfolgt. Je grösser die Austauschleistung des Dialysators ist, desto geringer darf der zulässige Gradient der Natriumkonzentration zwischen Blut und Dialysierflüssigkeit sein. So sollte eine Differenz von maximal 10 mmol/l Natrium bei normalen Dialysatoren zulässig sein, die sich bei Hochleistungsdialysatoren auf die Hälfte reduziert.

Nun differiert aber der Natriumgehalt im Blut der Patienten und liegt üblicherweise noch ausserhalb des Normabereichs von 135-147 mmol/l. Um die vorstehend beschriebenen Dialysesymptome zu vermeiden, arbeitet man vorteilhaft mit einer Natriumkonzentration in der Dialysierflüssigkeit von etwa 144 mmol/l. Die Folge davon ist, dass der Patient bei der Behandlung Durst bekommt und bis zur nächsten Dialysebehandlung relativ viel Flüssigkeit aufnimmt, also überwässert wird. Nicht selten wurden dabei Übergewichte bis zu 6 kg beobachtet. Diese zugenommene Flüssigkeitsmenge muss dann innerhalb der Behandlungsdauer von etwa 2-3 Stunden ultrafiltriert werden, wobei zusammen mit dieser Flüssigkeitsmenge die erforderliche Menge Natrium entzogen wird. Allerdings ist diese Behandlungsmethode nicht so exakt, dass die vorstehenden Symptome dadurch vermieden werden könnten.

Weiterhin ist die zwischen den Behandlungen auftretende starke Überwässerung des Organismus keineswegs zuträglich, kann jedoch andererseits bei den heute eingesetzten Verfahren nicht vermieden werden.

Es wurden daher bereits Geräte (beispielsweise Seratron der Firma Cordis-Dow) entwickelt, die ausgehend von einer Dialysierlösung mit bestimmter Zusammensetzung über die Dialysezeit diese Zusammensetzung verändert, wobei diese Veränderung nach einem bestimmten Programm erfolgt.

Dieses Verfahren ist als "Natriummodelling" bekannt.

Dies Programm weist natürlich den Nachteil auf, dass es keineswegs auf die individuellen Gegebenheiten zuge schnitten ist. Infolge der fest eingestellten Anfangskonzentrationen kommt es bereits zu Schwierigkeiten bei Patienten mit davon differierenden Natriumspiegeln. Zudem berücksichtigt dieses Programm nicht die Unterschiede zwischen der Austauschleistung der einzelnen Dialysatoren, so dass auch hier Disäquilibriumserscheinungen nicht vermieden werden können.

Die Fachwelt hat die Bestimmung der Natriumelimination bei der Dialyse für nicht möglich gehalten, da bereits bei einem sehr niedrigen Messfehler von 1 % über die Dauer der Dialyse eine hohe absolute Abweichung, d.h. Natriumverlust oder -zunahme, sich ergeben könne. Demzufolge wurde auf die Bestimmung der Natriumelimination bei der Dialyse verzichtet (vgl. H.G. Sieberth et al, "Aktuelle Probleme der Dialyseverfahren und der Niereninsuffizienz" 3. Symposium, Innsbruck 1969, S. 206-214, insbesondere S. 211, 3. Abs.).

Infolge dieser messtechnischen Schwierigkeiten hat die Fachwelt generell mit bestimmten vorgegebenen Dialysierlösungszusammensetzungen operiert, die entweder konstant oder aber gemäss einem bestimmten Programm veränderlich (Natriummodelling) sind. Demzufolge wurde also bis heute der Patient zwangsweise einer bestimmten Dialysierlösungszusammensetzung unterworfen, nicht jedoch die Zusammensetzung dem Patienten angepasst, da dies nicht für möglich gehalten worden ist.

Der Erfindung liegt daher die Aufgabe zugrunde, eine Dialysiervorrichtung der eingangs erwähnten Art zur Verfügung zu stellen, mit der die Elektrolytzusammensetzung der unbehandelten und behandelten, durch den Dialysator geführten Flüssigkeiten festgestellt und gegebenenfalls die Zusammensetzung der Dialysierflüssigkeit den Bedürfnissen des Patienten eingestellt werden kann.

Die Lösung dieser Aufgabe erfolgt durch die kennzeichnenden Merkmale des Anspruchs 1.

Überraschenderweise wurde nunmehr festgestellt, dass der Elektrolytgehalt der den Dialysator durchfliessenden Flüssigkeiten, also des Blutes und der Dialysierlösung, stromauf und stromab des Dialysators jeweils mit einem stromauf und stromab des Dialysators angeordneten Sensor derart genau bestimmt werden kann, dass hierdurch gegebenenfalls die Zusammensetzung der Dialysierlösung exakt den Bedürfnissen des Patienten durch entsprechende Regelung angepasst werden kann.

Gemäss einer ersten Ausführungsform ist zunächst eine Auswerteeinheit in Verbindung mit den beiden vorstehend genannten Sensoren vorgesehen, die in einer nachgeschalteten Differenziereinheit, d.h. Komparator, den Unterschied der Zusammensetzung des Elektrolytgehalts sowohl differenziell als auch integral für bestimmte, vorwählbare Zeiträume anzeigen kann. Demgemäss kann also der Unterschied des Elektrolytgehalts der den Dialysator durchfliessenden Flüssigkeiten überwacht und integral für die Zeit der Dialysebehandlung festgehalten werden.

Gemäss einer zweiten Ausführungsform wird der von der Auswerte- und Differenziereinheit festgestellte Wert zur Regelung der Zusammensetzung der Dialysierflüssigkeit derart verwendet, dass der Elektrolythaushalt des Patienten auf den vom Arzt gewünschten Wert eingestellt wird. Man wird also regelmässig die Zusammensetzung der Dialysierlösung so steuern, dass die Elektrolytzusammensetzung des Blutes des Patienten üblicherweise derjenigen eines gesunden, also nicht am Nierenversagen leidenden Menschen entspricht. Andererseits können jedoch auch spezielle, dem Patienten angepasste Elektrolytzusammensetzungen des Blutes hiermit eingestellt werden, bei denen sich der Patient üblicherweise gut fühlt, also keinen Stoffwechselstörungen unterzogen wird.

Die erfindungsgemässe Dialysiervorrichtung arbeitet auf folgende Weise: Mit der erfindungsgemässen Dialysiervorrichtung lässt sich zunächst bestimmungsgemäss die Elektrolytkonzentration der Dialysierlösung vorwählen, mit der der Patient zunächst behandelt wird. Eine derartige, zunächst eingestellte Dialysierlösung tritt in den Dialysator ein und wird im Dialysator zu Austausch Zwecken entlang der Dialysemembran herangezogen. Weist nun diese Dialysierlösung einen Unterschied in der Konzentration der Elektrolyte im Vergleich zu Blut auf der Eintrittsseite auf, so wird dieser Konzentrationsunterschied in einem Dialysator mit hoher Austauschleistung bis zum Austritt des Blutes bis auf eine Differenz von etwa 5 % abgebaut. Diese letztgenannte Differenz ist auf die im Blut vorliegenden Plasma-Anionen zurückzuführen, die die semipermeable Membran weniger gut durchdringen können. Diese bleibende Differenz macht also etwa 5 % der Absolutkonzentration aus und wird durch die Gibbs-Donnan-Theorie erklärt.

Hieraus ist bereits ersichtlich, dass eine derartige Konzentrationsdifferenz in der Regel bei der Dialysebehandlung eines Patienten unerwünscht ist, da - wie vorstehend erläutert - starke Veränderungen des Elektrolythaushalts des Patienten zu den unerfreulichen Disäquilibriumerscheinungen führen.

Infolgedessen wird die Konzentration der Elektrolyte der Dialysierlösung am Ausgang des Dialysators mit dem zweiten Detektor gemessen, wobei die erhaltene und vorstehend erwähnte Konzentrationsdifferenz am Ausgang des Dialysators berücksichtigt wird. Dieser erhaltene Wert differiert demnach von dem am Dialysatoreingang erhaltenen Wert der Konzentration der Dialysierlösung, sofern ein Konzentrationsunterschied der Elektrolyte zwischen Dialysierlösung und Blut vorliegt. Demnach lässt sich durch Einspeisung dieser beiden Werte, die durch Messung der Elektrolytkonzentrationen stromauf und stromab des Dialysators erhalten werden, in die erfindungsgemässe Regeleinheit die Mischeinrichtung, insbesondere deren Pumpe steuern, mit der das Konzentrat in die Mischeinrichtung gefördert wird.

Somit kann erfindungsgemäss die Elektrolytkonzentration bei der Dialyse kontinuierlich bei einem bestimmten Wert oder aber entsprechend einer zeitlichen Abfolge von Werten geregelt werden, wobei diese Regelung direkt auf der im Blut vorhandenen Elektrolytkonzentration basiert. Diese Regelung hat den Vorteil, dass - anders als bei den bisher eingesetzten Regelungen - die Elektrolytkonzentration im Blut die Steuerungskonstante ist.

Vorteilhafterweise reicht es aus, dass zur Erzeugung der Dialysierflüssigkeit nur eine Konzentratlösung eingesetzt wird, die im Verhältnis von etwa 1 : 34 mit Leitungswasser verdünnt wird. In der Regel wird nämlich - wie bereits in der Einleitung erläutert - die Konzentration der Dialysierflüssigkeit bei der Dialysebehandlung allenfalls um etwa + 8 % schwanken, so dass der Einfluss auf die übrigen Elektrolyte, beispielsweise Natrium oder Calcium, praktisch vernachlässigbar ist.

Andererseits können jedoch auch unterschiedliche Konzentrate mit unterschiedlichen Elektrolyten eingesetzt werden, wobei dann jeder Konzentratbehälter mit einer Pumpe verbunden ist, über die die bestimmten Konzentratmengen der Mischeinrichtung zugeführt werden. Die Pumpen selbst werden wiederum über Regeleinrichtungen geregelt, die mit ionenselektiven Sensoren oder Detektoren in Verbindung sind. Mit einem derartigen ionenselektiven Sensor kann die spezielle Konzentration eines bestimmten Elektrolyten bestimmt und beliebig und unabhängig von den übrigen Elektrolyten geregelt werden.

In einer weiteren Ausführungsform ist jeweils ein Sensor oder Detektor zur Bestimmung des gesamten Elektrolytgehalts stromauf und stromab des Dialysators vorgesehen. Vorteilhafterweise ist diese Anordnung der beiden Sensoren jeweils mit einem Temperatursensor verbunden, der benachbart angeordnet ist. Diese Temperatursensoren dienen zur Temperaturkompensation der ermittelten Werte, beispielsweise der elektrochemischen Potentiale oder des Leitfähigkeitswertes.

Sofern jedoch die Temperatur der zugeführten Dialysierlösung im wesentlichen der Körpertemperatur des Patienten entspricht, kann diese Temperaturkompensation weggelassen werden.

Diese Sensoren sind mit einer Ist-Wert-Einrichtung verbunden, die wiederum mit einer vorprogrammierten Soll-Wert Einrichtung verbunden ist. Sofern der Ist-Wert vom Soll-Wert abweicht, wird eine Korrektur der Zusammensetzung der Dialysierlösung dadurch vorgenommen, dass die die Konzentratlösung zur Mischeinrichtung fördernde Pumpe solange geregelt wird, bis der Ist-Wert mit dem Soll-Wert übereinstimmt.

Zur Bestimmung der Gesamtionenkonzentration können entweder die Leitfähigkeitsmessung oder aber die Bestimmung der Potentiale der Ionen, insbesondere des Natriumions, mittels ionenselektiver Elektroden vorteilhafterweise zum Einsatz kommen. Die letztgenannte Methode besitzt gegenüber der erstgenannten Methode den Vorteil, dass mehrere Ionenarten selektiv messbar und mit Hilfe der erfindungsgemässen Vorrichtung regelbar sind. Andererseits sind die zum Einsatz kommenden Elektroden wesentlich anfälliger und instabiler als die Ionenleitfähigkeitsmesszelle, so dass man bei einer üblichen Dialyse der Leitfähigkeit den Vorzug geben wird.

Überdies zeigen ionenselektive Elektroden eine Potentialdrift, wenn sie unterschiedlichen Drücken, beispielsweise Unterdruck, ausgesetzt werden, der zur Erzeugung der Ultrafiltration auf der Seite der Dialysierflüssigkeit an den Dialysator angelegt wird. Gemäss einer weiteren Ausführungsform wird diesem Verhalten Rechnung getragen, wobei die Messung druckausgeglichen durchgeführt wird. Zu diesem Zweck sind jeweils stromauf und stromab des Dialysators von den Leitungen der Dialysierlösung abzweigende Leitungen vorgesehen, die mittels Absperrorganen absperrbar sind. Synchronisiert mit diesen Absperrorganen ist wenigstens eine Pumpe stromab vorgesehen, die den in der Dialysierlösungsleitung herrschenden Unterdruck überwindet. An diese Pumpe schliesst sich die aus

wenigstens einem Detektor bestehende Messanordnung an. Gemäss dieser Ausführungsform wird alternierend gemessen, d.h. der Detektor wird wechselweise mit unbehandelter und behandelter Dialysierlösung beaufschlagt.

In einer weiteren Ausführungsform kann wenigstens einer der vorstehend genannten Detektoren auch im extracorporalen Blutkreislauf am Dialysator vorgesehen sein. Insbesondere können ein Sensor am Einlauf und ein Sensor am Auslauf des Dialysators im extracorporalen Blutkreislauf vorgesehen sein.

Weiterhin können die im extracorporalen Blutkreislauf vorgesehenen Sensoren über Plasmafilter vom Blut getrennt sein, werden also nur mit dem Plasma beaufschlagt, das im wesentlichen die zu bestimmenden Elektrolyte enthält.

Diese Messungen können entweder im on-line-Betrieb erfolgen oder aber es können Blutproben aus dem extracorporalen Kreislauf mittels von dem extracorporalen Kreislauf abzweigender Leitungen abgezweigt werden, die durch Dosierventile verschliessbar sind.

Weitere Merkmale, Einzelheiten und Ausführungsformen der Erfindung sind anhand der nachfolgenden Beschreibung unter Bezugnahme auf die Zeichnung erläutert.

Es zeigen: Fig. 1 eine schematische Darstellung einer ersten Ausführungsform einer Dialysiervorrichtung mit je weils einem Detektor stromauf und stromab des Dialysators in der Dialysierlösungsleitung; Fig. 2 eine schematische Ansicht einer weiteren Ausführungsform mit jeweils einer Abzweigung in der Dialysierlösungsleitung stromauf und stromab des Dialysators, wobei die abzweigenden Leitungen zu einem Detektor führen; Fig. 3 eine schematische Ansicht einer dritten Ausführungsform, die zusätzlich zu den in Figur 1 und 2 gezeigten Ausführungsformen Detektoren aufweist, die im extracorporalen Blutkreislauf vorgesehen sind; und Fig. 4 eine weitere schematische Ansicht einer Ausführungsform, die im wesentlichen Fig. 3 ähnelt.

In Fig. 1 ist mit 10 die erfindungsgemässe Dialysiervorrichtung gezeigt. Diese Dialysiervorrichtung besteht im wesentlichen aus einer Einheit 12 zur Erzeugung der Dialysierlösung und einem Dialysator 14, der mit der Einheit 12 verbunden ist und an den sich stromab eine Pumpe 16 zur Erzeugung eines Unterdrucks im Dialysator auf der Seite der Dialysierflüssigkeit anschliesst.

Die Einheit 12, die vereinfacht dargestellt ist, weist als Hauptbestandteil eine nicht näher erläuterte Mischeinrichtung 18 auf, die über eine Leitung 20 mit einem eine Konzentratlösung enthaltenden Behälter 22 in Verbindung steht. In dieser Leitung 20 ist eine steuerbare Pumpe 24 angeordnet, mit der die Konzentratlösung in die Mischeinrichtung gefördert werden kann.

Die Mischeinrichtung 18 steht weiterhin über eine Leitung 26 mit einer Frischwasserzuführung 28 in Verbindung.

Das in der Mischeinrichtung 18 ankommende Wasser wird durch einen nicht gezeigten Heizblock auf etwa die Körpertemperatur des Patienten erwärmt. Anschliessend saugt die Pumpe 24 Konzentrat aus dem Behälter 22 ab, das anschliessend in der Mischeinrichtung mit dem erwärmten Leitungswasser vermischt wird.

In dieser Mischeinrichtung erfolgt weiterhin die Abtrennung von überschüssigem in der Dialysierlösung gelöstem Gas, das ansonsten im Dialysator 14 freigesetzt wurde da dort ein bestimmter Unterdruck vorliegt.

Von der Mischeinrichtung 18 geht eine Leitung 30 ab, über die die hergestellte Dialysierlösung zum Dialysator 14 gefördert wird. In dieser Leitung 30 ist ein erster Detektor 32 vorgesehen, mit dem wenigstens ein Konzentrationsparameter der in der Dialysierflüssigkeit enthaltenen Elektrolyte gemessen werden kann. Üblicherweise wird dies die Konzentration des Natriumsalzes sein, dadies wenigstens 90 % des Leitfähigkeitswertes ausmacht.

Vorzugsweise kann jedoch auch die Summe sämtlicher Konzentrationsparameter gemessen werden, da üblicherweise sämtliche Konzentrationen im gleichen Verhältnis zueinander vorliegen. Dies ist darauf zurückzuführen, dass nur eine Konzentratlösung vorgelegt wird.

Wie nachstehend erläutert wird, ist jedoch der Einsatz einer solchen Konzentratlösung, die sämtliche Elektrolyte im Gemisch enthält, nicht zwangsläufig notwendig.

So ist es denkbar, dass hier das Elektrolytsalz in Form eines Konzentrats vorliegt und jeweils über ein Fördersystem, das im wesentlichen der Leitung 20 und der Pumpe 24 entspricht, dem Mischsystem 18

zugeführt wird.

Vorteilhafterweise können ein Natriumsalz, insbesondere Natriumchlorid in Form seines Konzentrats und die übrigen Elektrolyte in einem weiteren Konzentrat vorliegen. Besonders bevorzugt ist jedoch der Einsatz eines betitlen Konzentrats, wie in Fig. 1 dargestellt, da sich die Natriumionkonzentration in der Dialysierflüssigkeit allenfalls um maximal 10 % beim Dialysieren ändert, was natürlich auch eine relative Änderung gleicher Grösse bei den übrigen Elektrolyten zur Folge hat, die jedoch im Organismus ohne grössere Schwierigkeiten toleriert wird.

Im Detektor 32, der stromauf des Dialysators 16 angeordnet ist, erfolgt also die Messung eines Konzentrationsparameters der Dialysierlösung. Sofern eine Leitfähigkeitsmesszelle als Detektor 32 eingesetzt wird, was ansich bevorzugt ist, erfolgt hier die Messung der Leitfähigkeit der gesamten Dialysierlösung. Der erhaltene Messwert wird mit Hilfe eines sich an den Detektor 32 anschliessenden Temperaturdetektor 34 kompensiert. Der Detektor 32 steht weiterhin mit einer Steuereinheit 36 in Verbindung, die die Pumpe 24 entsprechend dem im Detektor 32 festgestellten Messwert steuern kann.

An den Temperaturdetektor 34 schliesst sich ein in der Leitung 30 angeordnetes Bypass-Ventil 38 an, von dem einerseits die Leitung 30 zum Dialysator 14 weitergeht und andererseits eine Bypass-Leitung 40 abzweigt. Diese Bypass-Leitung 40 ist mit einem weiteren Bypass-Ventil 42 in Verbindung, das stromab des Dialysators in der Leitung 44 angeordnet ist. Beide Bypass-Ventile sind elektrisch mit einer Steuereinrichtung 46 verbunden, die ebenfalls elektrisch mit dem Detektor 32 und dem Temperaturdetektor 34 verbunden ist. Weicht die Temperatur oder der im Detektor 32 gemessene Messwert vom Soll-Wert ab, so steuert die Steuereinheit 46 die Bypass-Ventile derart, dass die noch nicht den gewünschten Bedingungen entsprechende Dialysierflüssigkeit durch die Bypass-Leitung 40 am Dialysator 14 vorbeigeleitet wird. Hierdurch wird vermieden, dass Dialysierflüssigkeit falscher Zusammensetzung oder Temperatur zum Dialysator gelangt. Ist jedoch die Zusammensetzung und die Temperatur der Dialysierflüssigkeit korrekt, so gelangt diese zum Dialysator 14 und anschliessend durch einen weiteren Temperaturdetektor 48 und Detektor 50, mit dem wiederum wenigstens ein Konzentrationsparameter in der Dialysierflüssigkeit gemessen werden kann. Diese Detektoren sind, wie gesagt, stromab des Dialysators 14 in der Leitung 44 angeordnet.

An diese Detektoren 48 und 50 schliesst sich die Pumpe 16 an, die in dem von der Einheit 12 bis zur Pumpe 16 reichenden Leitungssystem, in dem die Dialysierflüssigkeit gefördert wird, einen bestimmten Unterdruck anlegt, der zur Steuerung der Ultrafiltration eingesetzt wird.

Die Detektoren 32, 34, 48 und 50 sind jeweils über die Leitungen 52, 54, 56 und 58 mit einer Auswertungseinheit 60 verbunden, an die sich über eine Leitung 62 eine Differenziereinheit 64 anschliesst. Von dieser Differenziereinheit 64 geht wie mit 66 linien angedeutet ist, ein Signal an die Steuereinheit 36 ab, sofern sich in der Differenziereinheit 64 eine Differenz ergibt, die vom eingestellten Soll-Wert abweicht.

Die in Fig. 1 dargestellte Ausführungsform weist folgende Arbeitsweise auf: In der Einheit 12 wird zunächst eine Dialysierlösung auf übliche Weise hergestellt. Wenn diese Dialysierlösung die Einheit 12 verlässt, sind die Bypass-Ventile 38 und 42 auf Umleitung geschaltet, und zwar so lange, bis der Detektor 32 den in ihm fest eingestellten Konzentrationswert anzeigt, der jedoch durch die übergeordnete Differenziereinheit 64 verändert werden kann.

Ist die gewünschte Dialysierlösung hergestellt, so wird diese mittels der Pumpe 16 durch den Dialysator 14 unter Erzeugung eines Unterdrucks gefördert, wobei natürlich die Bypass-Ventile 38 und 42 umgeschaltet sind. Hier setzt nun die erfindungsgemässe Steuerung des Gehalts der Dialysierlösung ein. Sofern der Detektor 50 ein Signal an die Auswerteeinheit und darauf folgend an die Differenziereinheit 64 abgibt, das um einen bestimmten Betrag gegenüber dem von dem Detektor 32 abgegebenen Signal abweicht, also ein Differenzwert gebildet wird, der von dem in der Differenziereinheit 64 festgelegten Wert abweicht, steuert diese Differenziereinheit 64 die Steuereinheit 36, wie mit 66 gezeigt, an, die wiederum die Pumpe 24 in Betrieb setzt oder ausschaltet, je nachdem ob eine höher oder niedriger konzentrierte Dialysierlösung erzeugt werden soll.

Dabei wird die Differenz in der Differenziereinheit 64 so gewählt, dass der Konzentrationsunterschied der in der Dialysierflüssigkeit enthaltenen Natriumionen stromauf und stromab des Dialysators nicht über 5 mmol/l, vorzugsweise nicht über 1-2 mmol/l und insbesondere bei etwa 0 mmol/l liegt. Sofern nämlich kein Differenzbetrag stromauf und stromab des Dialysators festgestellt wird, weist das aus dem Blut durch den Dialysator 14 abgezogene Ultrafiltrat praktisch die gleiche Elektrolytzusammensetzung wie das Blut selbst auf, was im wesentlichen angestrebt wird.

In einer Weiterentwicklung dieser in Fig. 1 gezeigten Ausführungsform können die Bypass-Ventile 38 und

42, sowie die Bypass-Leitung 40 zur Überprüfung der Detektoren 32, 34, 48 und 50 herangezogen werden. Dabei werden jeweils die Detektoren 32 und 50, sowie 34 und 48, miteinander dadurch verglichen, dass reine Dialysierlösung durch die Leitung 30, die Leitung 40 und die Leitung 44 am Dialysator 14 vorbeigepumpt wird. In diesem Überprüfungszustand, der regelmässig, beispielsweise etwa alle 10-15 Minuten, durchgeführt wird, werden die jeweiligen Werte der Detektoren in der Auswertungseinheit 60 auf Null gestellt, so dass sich eine absolute Eichung der eingesetzten Detektoren erübrigt und lediglich eine identische Konzentrationsabhängigkeit der Detektoren existieren muss.

Nach dem Eichen, d.h. nach entsprechender Umschaltung der Bypass-Ventile 38 und 42 erfolgt wieder die übliche Dialysierung des Patienten. Die von der Pumpe 16 abgepumpte Dialysierflüssigkeit wird danach in den Abfluss geleitet.

Als Detektoren 32 und 50 eignen sich sämtliche Detektoren, die zur Bestimmung von Ionenkonzentrationen in Flüssigkeiten herangezogen werden können. Hierzu gehören die Leitfähigkeitsmessung, die elektrochemische Messung einzelner Ionenarten oder der Summe sämtlicher Ionen, spektrographische Messung, magnetische Messung und dergleichen.

Zu den bevorzugt eingesetzten Detektoren gehören die Leitfähigkeitsmesszelle und ionenselektive Elektroden.

Der Einsatz der Leitfähigkeitsmesszelle ist bei den heute üblichen Dialysiervorrichtungen bekannt. So wird eine Leitfähigkeitsmesszelle zur Überwachung des einzustellenden Leitfähigkeitswertes stromauf des Dialysators eingesetzt, wobei sie lediglich zu Überwachungszweckes eines einmal eingestellten Wertes eingesetzt wird. Eine Regelung dieses Wertes ist im Stand der Technik allenfalls über das vorstehend erwähnte Natriummodellierung vorgesehen, das sich nicht an den jeweiligen Verhältnissen ausrichtet, die sich aus der Elektrolytkonzentration im Patienten und den eingesetzten Dialysatoren ergeben. Ionenselektive Elektroden sind ebenfalls bekannt, beispielsweise aus Cammann, Das Arbeiten mit ionenselektiven Elektroden, 2. Aufl. 1977, Springer-Verlag, Berlin, und auch aus D-PS 2215378, auf die als Offenbarung ausdrücklich Bezug genommen wird. Derartige ionenselektive Elektroden werden aus einem Ionenaustauschermaterial hergestellt, das entweder kationisch oder anionisch aktiv ist. Zu solchen Materialien gehören beispielsweise quarthanäre Ammoniumgruppen, Phosphoniumionen, oder Sulfoniumionen, die beispielsweise organische Radikale aufweisen können. Ferner sind langkettige aliphatische Markaptane, alkylierte Phenole oder makrozyklische Äther, beispielsweise Kronenäther, einsetzbar. Insbesondere ist es möglich, Membranelektroden zu schaffen, welche auf Alkaliionen ansprechen und Komplexe von Kronenäther oder analogen Verbindungen, insbesondere des Valinomycins, enthalten.

Weiterhin lassen sich auch 2- oder mehrwertige Metallionen bestimmen, so dass praktisch jedes mögliche Metallion gemessen werden kann.

Zu weiteren kationempfindlichen Materialien gehören Metallchelate oder Ionenaustauschsalze oder Ionenaustauschmaterialien. Besonders bevorzugt ist für die Messung von Kaliumionen Valinomycin, für die Messung von Natriumionen ein Dioxakorksäurediamid, für Calciumionen ebenfalls ein Dioxakorksäurediamidderivat, das sich von dem vorstehenden Diamid unterscheidet. Andererseits können Natriumionen auch mit einem Na-selektiven Glas bestimmt werden, das gegenüber ionenselektiven Elektroden auf organischer Basis wegen seiner Unempfindlichkeit bevorzugt ist. Auch der pH-Wert kann mit einer pH-selektiven Glaselektrode bestimmt werden, die ebenfalls handelsüblich ist und beispielsweise in der D-AS 2134101 beschrieben ist, auf die aus Offenbarungsgründen Bezug genommen wird.

Ionenselektive Elektroden auf organischer Basis werden üblicherweise in Form von dünnen Membranen aus PVC Material hergestellt, dem ein Weichmacher zugesetzt wird. Derartige polymere Materialien und die Herstellung sowie die Zugabe von Weichmachern sind beispielsweise in der D-PS 2215378 beschrieben, auf die Bezug genommen wird.

Eine derart hergestellte ionenselektive Elektrode wird mittels der üblichen Ableitung, beispielsweise einer Elektrolytlösung als Stromschlüssel (gesättigte KC1-Lösung) mit einer Ableitelektrode verbunden, die ihrerseits mit einem üblicherweise eingesetzten Mess- und Verstärkergerät in Verbindung ist, das erfindungsgemäss als Auswertungseinheit 60 bezeichnet ist.

Gemäss dem in Fig. 1 gezeigten Ausführungsbeispiel werden vorzugsweise Detektoren 32 und 50 gleicher Zusammensetzung eingesetzt, also entweder Leitfähigkeitsmesszellen oder aber ionenselektive Elektroden.

Infolge der konstanten Zusammensetzung der Konzentratlösung, die im Behälter 22 enthalten ist, kann über eine Natrium-selektive Elektrode die Gesamtzusammensetzung der Dialysierflüssigkeit gesteuert

werden.

In Fig. 2 ist eine weitere Ausführungsform der Erfindung gezeigt, wobei gleiche Bezugszeichen für gleiche Teile verwendet werden. Diese Ausführungsform weist wiederum eine Einheit 12 zur Erzeugung der Dialysierflüssigkeit auf. Von dieser Einheit 12 geht die Leitung 30 ab, die direkt mit dem Dialysator verbunden ist, an den sich die Leitung 44 anschliesst. Die Leitungen 30 und 44 weisen je eine abzweigende Leitung 68 und 70 auf, die sich zu einer Leitung 72 vereinigen. Vorteilhafterweise ist die Leitung 68 unmittelbar stromauf und die Leitung 70 unmittelbar stromab des Dialysators 14 angeordnet.

Da in den Dialysierlösungsleitungen 30 und 44 durch die Pumpe 16 ein Unterdruck erzeugt wird, sind die Leitungen 68 und 70 durch Absperrorgane 74 und 76 abgesperrt und werden vorteilhafterweise alternierend geöffnet und geschlossen. Um frische oder verbrauchte Dialysierlösung in die Leitung 72 zu saugen, ist in dieser Leitung 72 eine Pumpe 78 vorgesehen, die den Unterdruck in den Leitungen 30 und 44 überwindet. An diese Pumpe 78 schliesst sich ein Vorratsgefäss 80 an, in dem ein Druckausgleich stattfindet, beispielsweise durch eine im Vorratsgefäss 80 vorgesehene Öffnung 82. Stromab dieses Vorratsgefässes ist der Detektor 84 vorgesehen, der in seiner Funktion und seinem Aufbau den Detektoren 32 und 50 entspricht und der durch einen Temperaturdetektor 86 temperaturkompensiert wird. An diese Detektoren 84 und 86 schliesst sich wiederum die Auswertungseinheit 60 mit der üblichen Steuerung an. Wie aus dem in Fig. 2 gezeigten Ausführungsbeispiel ersichtlich, arbeitet diese Ausführungsform nur mit einem Detektor, der alternierend mit frischer oder verbrauchter Dialysierlösung beaufschlagt werden kann, und kommt somit mit einem Detektor aus. Auch diese Ausführungsform wird als unter die Erfindung fallend betrachtet. Allerdings ist zur stetigen Kontrolle der Gesamtzusammensetzung der Dialysierlösung hinweisend ein Detektor mehr in der unmittelbar zum Dialysator 14 führenden Leitung 30 nötig. Vorzugsweise weist diese Leitung 30 jedoch einen derartigen Detektor auf, der dem in Fig. 1 gezeigten Detektor 32 entspricht, insbesondere eine Leitfähigkeitsmesszelle, mit der sofort starke Schwankungen in der Dialysierlösung festgestellt werden können, so dass die Dialysevorrichtung unterbrochen werden kann.

Gemäss dieser bevorzugten Ausführungsform kann also in der Leitung 30 eine Leitfähigkeitsmesszelle vorgesehen sein, während als Detektor 84 eine ionenselektive Elektrode in Betracht kommen kann, die durch den alternierenden Betrieb stets mit frischer Dialysierlösung geeicht wird und lediglich die Differenz der durch den Leitungszweig 70 geförderten verbrauchten Dialysierlösung bezogen auf die frische Dialysierlösung feststellen muss. Eine solche in Fig. 2 gezeigte Ausführungsform hat den Vorteil, dass die üblichen heute eingesetzten Dialysiervorrichtungen mit einer extern vorgesehenen Detektorvorrichtung, insbesondere einer ionenselektiven Messanordnung, verbunden werden können, wobei lediglich das mit dem Dialysator 14 in Verbindung stehende Schlauchsystem zwei Anschlüsse aufweisen muss, die die Leitungsverbindung zu den Leitungen 68 und 70 herstellen. Andererseits kann natürlich auch als Detektor 84 eine übliche Leitfähigkeitsmesszelle vorgesehen sein.

Die in den Figuren 3 und 4 aufgezeigten Ausführungsformen sind spezielle Weiterentwicklungen der in Fig. 1 und 2 gezeigten Ausführungsformen und sind daher in Verbindung mit diesen zu betrachten. Aus Vereinfachungsgründen sind die jeweiligen Geräteanordnungen, die im Dialysierlösungskreislauf vorgesehen sind, weggelassen.

Gemäss der in Fig. 3 gezeigten Ausführungsform ist der Blutkreislauf des Dialysators 14 mit wenigstens einem Detektor verbunden, der die im Blut vorliegenden Elektrolytverhältnisse, Leitfähigkeitsmesswerte, den Hämatokrit Wert oder den pH-Wert bestimmen kann.

Der Dialysator 14 weist eine extracorporale Leitung 88 zur Zuführung von Blut und eine Leitung 90 zur Ableitung des Bluts aus dem Dialysator 14 auf. Von der Leitung 88 zweigt eine Leitung 92 ab, in der ein Absperrorgan 94 vorgesehen ist. Daran schliesst sich eine Pumpe 96 an, die vorteilhafterweise als Schlauchpumpe ausgebildet ist.

Stromab dieser Pumpe ist an die Leitung 92 angrenzend ein Entlüftungsventil 98 vorgesehen, mit dem das in der Leitung 92 befindliche Blut druckausgeglichen wird.

Hieran schliesst sich in der Leitung 92 der Detektor 100 wiederum an, der in Art, Zusammensetzung und Bauweise den Detektoren 32 und 50 entspricht und der wiederum vorteilhafterweise durch den Temperaturdetektor 102 temperaturkompensiert werden kann.

In einer weiteren, ebenfalls in Fig. 3 gezeigten Ausführungsform weist auch die Leitung 90 eine abzweigende Leitung 104 auf, in der wiederum ein Absperrorgan 106, eine Pumpe 108, ein Entlüftungsventil 110 und Detektoren 112 und 114 angeordnet sind. An den letztgenannten Detektor schliesst sich der Ausguss an.

Die in Fig. 3 gezeigte Ausführungsform arbeitet folgendermassen: Mittels der Absperrorgane 94 und 106, die in bestimmten Zeitabständen geöffnet werden oder aber kontinuierlich geöffnet sind, wird nur eine entsprechend geringe Blutmenge durch die Pumpe 96 angesaugt. Stromab der Pumpe wird das in der Leitung 92 befindliche Blut druckausgeglichen, damit die druckempfindliche Messung mit ionenselektiven Elektroden, sofern diese eingesetzt werden, nicht gestört oder geändert wird. Die in den Detektoren 100 bzw. 112 ermittelten Messdaten werden über eine elektrische Leitung 116 bzw. 118 an die Auswertungseinheit 60 abgegeben.

Hierauf folgt wieder die Aufarbeitung der Messwerte gemäss Fig. 1.

Eine bevorzugte Ausführungsform besteht darin, dass die in Fig. 1 oder 2 gezeigte Ausführung mit der in Fig. 3 gezeigten Ausführung derart kombiniert wird, dass lediglich eine der Messanordnungen gemäss Fig. 3, die entweder von der Leitung 88 oder der Leitung 90 abzweigen, eingesetzt werden.

Andererseits kann die in Fig. 3 gezeigte Ausführungsform auch im wesentlichen gemäss der Ausführung von Fig. 2 aufgebaut sein, wobei die Absperrorgane 94 und 106 den Absperrorganen 74 und 76 entsprechen und die Detektoren 100, 102, 112 und 114 zu jeweils einem Detektor zusammengefasst sind, der den Detektoren 84 und 86 entspricht.

Diese Vorrichtung arbeitet dann wie die in Fig. 2 gezeigte Ausführung alternierend, da jeweils nur eines der Absperrorgane geöffnet bzw. geschlossen ist, während das andere Absperrorgan geschlossen bzw. geöffnet ist.

Bei der in Fig. 4 gezeigten Ausführungsform, die aus Vereinfachungsgründen lediglich in der Leitung 88 eine Abzweigung 92 aufweist, ist stromauf des Absperrorgans 94 ein Hämofilter 122 vorgesehen, mit dem das Plasma von den Blutkörperchen abfiltriert wird, so dass nur das Plasma einer Messung durch den Detektor 100 unterzogen wird. Die übrige Anordnung gemäss Fig. 4 entspricht der Anordnung gemäss Fig. 3. Somit ist die Ausführungsform gemäss Fig. 4 gegenüber der in Fig. 3 gezeigten Ausführungsform dadurch verändert, dass ein Hämofilter 122 in die Leitung 92 angeordnet ist, durch den das Blutplasma den gewünschten Werten unterzogen werden kann.

Die in Fig. 3 gezeigte Ausführungsform erlaubt sowohl die Messung der im Blut enthaltenen Elektrolyten als auch des Hämatokrit-Wertes, der mittels der Leitfähigkeit messbar und eine Messgrösse ist, mit der der Wasserentzug aus dem Patienten bestimmt werden kann.

Er steigt an mit steigendem Wasserentzug des Patienten und gibt somit einen Hinweis darauf, welche Menge ~ultrafiltriert worden ist. Weiterhin stellt ein bestimmter erhöhter Hämatokrit-Wert, der vorzugsweise mittels einer Leitfähigkeitsmesszelle als Detektor 100 bzw. 112 gemessen wird, einen kritischen Punkt dar, von dem an der Patient in den sogenannten hypovolämischen Schock überführt werden kann, wenn die Toleranzgrenze des Volumenentzugs erreicht ist. Dementsprechend kann ein solcher Anstieg des Hämatokrits zur Steuerung der Ultrafiltration und zur weiteren Steigerung der Sicherheit derartiger Vorrichtungen herangezogen werden.

Eine derartige Kombination der in Fig. 3 und 4 gezeigten Ausführungsformen mit den in Fig. 1 und 2 gezeigten Ausführungsformen hat den Vorteil, dass mehr als ein Detektor im Messsystem vorhanden ist, so dass sich durch Mittelwertbildung die Präzision und damit die Messempfindlichkeit des gesamten Systems um den Faktor n erhöht, wobei n die Anzahl der Detektoren ist.

Andererseits kann jedoch auch die in Fig. 3 gezeigte Ausführungsform mit jeweils einer Messanordnung am Eingang und Ausgang des Blutes aus dem Dialysator 14 allein zur Feinregulierung der Zusammensetzung der Dialysiervorrichtung ausreichen, also eine Verbindung mit den in Fig. 1 und 2 gezeigten Ausführungsformen nicht notwendig sein.

In einer weiter bevorzugten Ausführungsform hat sich herausgestellt, dass man vorteilhafterweise mit einem Detektor 32 und einer Steuereinheit 36, die die Pumpe 24 und damit den Konzentrationsfluss steuert, zunächst die untere, noch vom Patienten tolerierte Elektrolytzusammensetzung herstellt und überwacht, also beispielsweise eine Dialysierflüssigkeit mit einem Natriumgehalt von 135 mmol/l. In dieser Ausführungsform ist vorgesehen, dass aus dem Behälter 22 eine weitere der Leitung 20 entsprechenden Leitung und eine weitere der Pumpe 24 entsprechende Pumpe zur Feinregulierung der Zusammensetzung der Dialysierlösung angeordnet ist. Diese weitere Pumpe wird von einer ebenfalls der Steuereinheit 36 entsprechenden Einheit und der Differenziereinheit 64 gesteuert. Diese Ausführung hat den Vorteil, dass die Überwachung und die Feinregulierung der Dialysierlösung sich nicht überlagern und von einander getrennt sind. In diesem Fall kann der Detektor 32 entweder allein oder es kann ein weiterer Detektor stromauf des Dialysators 14 vorgesehen sein, der gleiche oder unterschiedliche Eigenschaften wie der Detektor 32 besitzt.

Die vorstehende Beschreibung bezieht sich auf eine Dialysier Vorrichtung, die unter den Begriff "Vorrichtung zum Reinigen von Blut" fällt. Insofern ist natürlich eine derartige Anwendung der Erfindung nicht nur auf das Dialysieren beschränkt, sondern erstreckt sich auch auf andere Vorrichtungen zum Reinigen von Blut, beispielsweise auf die Hämofiltration. Bei der Hämofiltration wird Plasma in einem Hämofilter von den quasi festen Bestandteilen des Bluts abfiltriert. In diesem Fall entspricht der eingesetzte Hämofilter dem vorstehend erwähnten Dialysator 14. Bei der Hämofiltration wird die Substitutionslösung stromab des Hämofilters entsprechend der entzogenen Plasmamenge dem Blut wieder zugesetzt. In diesem Fall werden entsprechend der in Fig. 1 bis 4 gezeigten Anordnung ein Detektor am Bluteingang und ein Detektor am Blutausgang des Hämofilters sowie ein Detektor am Plasmaauslass entsprechend einer ersten Ausführungsform vorgesehen. Die Zumischung des Substituts erfolgt wiederum in Form eines Konzentrats, das zur Erstellung des Substituts herangezogen wird. Anstelle eines derartigen Konzentrats können natürlich auch fertige Lösungen eingesetzt werden, deren Zusammensetzung dem unteren vom Patienten tolerierten Wert entspricht. Es erfolgt dann wiederum eine aus einem Konzentrat gebildete Feinregulierung dieser Zusammensetzung nach oben, wobei beispielsweise die Differenz der Messwerte am Bluteingang und Blutausgang oder aber der absolute Messwert am Plasmaauslass gemessen werden. Andererseits können jedoch auch Bluteingang und Plasmaauslass hinsichtlich ihrer Messwerte miteinander verglichen werden.

Mit einer derartigen Hämofiltrationsanordnung ist es möglich, im Direktbetrieb die Zusammensetzung der Substitutionslösung entsprechend den bei der Hämofiltration vorliegenden Bedingungen abzuändern und anzupassen.

Hinzuzufügen ist noch, dass jede dieser vorstehend erläuterten Vorrichtungen zum Reinigen von Blut bis zu vier Messpunkte aufweisen kann, die mit wenigstens einem Detektor verbunden ist. In einer solchen Ausführungsform werden die Messstellen nach einer bestimmten Schaltungsmethode nacheinander abgegriffen und in einer oder mehrerer Differenziereinheiten ausgewertet.

Weiterhin ist noch anzumerken, dass die Auswertungseinheit 60 und gegebenenfalls die Differenziereinheit 64 zur Messung der Elektrolytkonzentrationen der unbehandelten und behandelten, durch den Dialysator geführten Flüssigkeiten herangezogen werden können. So kann beispielsweise die Elektrolytkonzentration am Eingang und am Ausgang des Dialysators 14 direkt gemessen und die Differenz dieser Werte sowohl differenziell als auch über einen bestimmten Zeitraum integral bestimmt und angezeigt werden.

Gemäss dieser Ausführungsform ist also noch keine Veränderung der Zusammensetzung der Dialysierlösung durch entsprechende Steuerung der Einheit 12 zur Erzeugung der Dialysierlösung vorgesehen.

Somit ist diese Ausführungsform eine reine Messvorrichtung zur Messung und zur differenziellen und/oder integralen Anzeige der Elektrolytbilanz, insbesondere der Natriumbilanz.

Data supplied from the **esp@cenet** database - Worldwide

Dialysis device with controlled composition of dialysis solution.

Claims of EP0097366

Patentansprüche

Dialysiervorrichtung mit einer Einheit zur Erzeugung einer Dialysierlösung aus einem Konzentrat und Leitungswasser, die einen Konzentratbehälter, eine Mischeinrichtung, eine das Konzentrat aus dem Konzentratbehälter zur Mischeinrichtung federnde Pumpe und einen mit der Mischeinrichtung verbundenen Leitungswasseranschluss aufweist, mit einem mit der Mischeinrichtung verbundenen Dialysator, mit zwei durch eine Membrangetrennten Dialysatorkammern, wobei die erste Dialysatorkammer mit Dialysierflüssigkeit und die zweite Dialysatorkammer mit Blut beaufschlagbar ist, mit Pumpen zur Förderung von Blut und Dialysierflüssigkeit durch den Dialysator, mit einer Ultrafiltrations einheit zur Entziehung von Ultrafiltrat und mit wenigstens einem Detektor zur Messung des Elektrolytgehalts, wenigstens einer, den Dialysator durchströmenden Flüssigkeit, d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, d a s s wenigstens ein erster Sensor (32, 100) zur Bestimmung des Elektrolytgehalts der unbehandelten Flüssigkeit stromauf an den Dialysator (14) und wenigstens ein zweiter Detektor (50, 112) stromab an den Dialysator (14) angeschlossen und mit einer Auswerteeinheit (60) verbunden sind.

Vorrichtung nach Anspruch 1, d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, dass die Detektoren (32, 100, 50, 112) zu einem Detektor (84) zusammengefasst sind, der wech selweise stromauf und stromab an den Dialysator (14) anschliessbar ist.

3. Vorrichtung nach Anspruch 1 oder 2, d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, dass die Detektoren (32, 50, 100, 112, 84) jeweils mit einem Temperaturdetektor (34, 48, 102, 114, 86) kombiniert sind.

4. Vorrichtung nach Anspruch 1 oder 2, d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, dass die Auswerteeinheit (60) mit einer Einheit (64) zur Bildung eines Differenz werts verbunden ist.

5. Vorrichtung nach Anspruch 4, d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, dass die Einheit (64) zur Bildung eines Differenzwerts mit einer Steuereinheit (36) verbunden ist, mit der die Einheit (12) zur Erzeugung der Dialysierflüssigkeit steuerbar ist.

6. Vorrichtung nach Anspruch 1, d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, dass zwischen dem ersten Detektor (32) und dem Dialysator (14) ein erstes Bypass Ventil (38) und zwischen dem zweiten Detektor (50) und dem Dialysator (14) ein zweites Bypass-Ventil (42) vor gesehen und die Bypass-Ventile (38) und (42) mit einer Bypass-Leitung (40) verbunden sind.

7. Vorrichtung nach Anspruch 6, d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, dass der erste und der zweite Detektor (32, 50) und die Temperaturdetektoren (34, 48) durch Betätigung der Bypass-Ventile (38, 42) mit fri scher Dialysierlösung abgleichbar sind.

8. Vorrichtung nach Anspruch 1, d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, dass auf der Blutseite des Dialysators (14) eine Leitung (92) von der zum Dialysator (14) führenden Leitung (80) und eine Leitung (104) von der vom Dialysator (14) wegführenden Leitung (90) abzweigen, die jeweils ein Absperrorgan (94, 106), eine Pumpe (96, 108), ein Entlüftungsorgan (98, 110) und einen Detektor (100, 112) aufweisen.

9. Vorrichtung nach Anspruch 8, d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, dass stromauf des Absperrorgans (94, 106) wenigstens ein Hämofilter (112) vorge sehen ist.

10. Vorrichtung nach Anspruch 1, d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, dass der Detektor (32, 50, 84, 100, 112) eine Leitfähigkeitsmesszelle oder wenigstens eine ionenselektive Elektrode ist.

11. Vorrichtung nach Anspruch 10, d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, dass die ionenselektive Elektrode eine natriumselektive, kaliumselektive, pH-selektive, SO₂-, CO₂-, HCO₃-sensitive und/oder eine calcium selektive Elektrode ist.

12. Vorrichtung nach Anspruch 2, d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, dass von der die Einheit (12) zur Erzeugung der Dialysierflüssigkeit mit dem Dialysator (14) verbindenden Leitung (30) eine Leitung (68) und von der den Dialysator (14) mit der Pumpe (16) verbindenden Leitung (44) eine Leitung (70) abzweigen und sich zu einer Leitung (72) vereinigen, die mit dem Detektor (84) verbunden ist.

13. Vorrichtung nach Anspruch 12, d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , dass die Leitung (68) -ein Absperrorgan (74) und die Leitung (70) ein Absperrorgan (~6) aufweist, die alternierend betätigbar sind, und die Leitung (72) ein Absperrorgan (78) aufweist.

14. Vorrichtung nach Anspruch 12, d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , dass die Leitung (72) ein Vorratsgefäß (80) aufweist, das über die Öffnungen (82) belüftbar ist.

15. Vorrichtung nach Anspruch 1, d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , dass mit der Auswerteeinheit (60) die von den Detektoren (32, 50, 84, 100, 112) gemessenen Werte differenziell und/oder integral anzeigbar sind.

Data supplied from the **esp@cenet** database - Worldwide

